



①9 BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENT- UND
MARKENAMT

⑫ Off nl gungsschrift
⑩ DE 101 12 792 A 1

⑤1 Int. Cl.7:
G 01 N 23/06
G 01 T 1/29
A 61 B 6/03

②1 Aktenzeichen: 101 12 792.8
②2 Anmeldetag: 16. 3. 2001
④3 Offenlegungstag: 10. 10. 2002

DE 101 12 792 A 1

⑦1 Anmelder:
Siemens AG, 80333 München, DE

⑦2 Erfinder:
Kropfeld, Helmut, 91301 Forchheim, DE; Schwarz,
Karl, Dr., 91154 Roth, DE

⑤6 Entgegenhaltungen:

DE	199 25 395 A1
DE	198 54 917 A1
DE	198 35 451 A1
GB	20 10 041 A
GB	15 87 075

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

Prüfungsantrag gem. § 44 PatG ist gestellt

⑤4 Verfahren zur Korrektur einer Kalibrierwerte enthaltenden Kalibriertabelle eines CT-Geräts

⑤7 Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur Korrektur einer Kalibrierwerte enthaltenden Kalibriertabelle $T(n, k)$ eines CT-Geräts mit einem eine Anzahl von $N \geq 2$ in z-Richtung aufeinanderfolgenden Zeilen von Detektorelementen aufweisenden Detektorsystem. Dabei wird zur Korrektur der Kalibrierwerte der in z-Richtung ersten und in z-Richtung letzten aktiven Zeile von Detektorelementen ein Referenzvektor $R(k)$ erstellt, mittels des Referenzvektors $R(k)$ wird der Fehler bezüglich der ersten und letzten aktiven Zeile von Detektorelementen ermittelt, und zur Ermittlung korrigierter Kalibrierwerte $T_{kor}(n, k)$ bezüglich der ersten und letzten aktiven Zeile von Detektorelementen wird der Fehler $F(n, k)$ der ersten und letzten aktiven Zeile von Detektorelementen von den entsprechenden Kalibrierwerten der Kalibriertabelle $T(n, k)$ subtrahiert.

DE 101 12 792 A 1

Beschreibung

[0001] Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur Korrektur einer Kalibrierwerte enthaltenden Kalibriertabelle eines CT-Geräts mit einem eine Anzahl von $N \geq 2$ in z-Richtung aufeinanderfolgenden Zeilen von Detektorelementen aufweisen-
 5 den Detektorsystem, welches eine in z-Richtung erste und eine in z-Richtung letzte aktive Zeile von Detektorelementen aufweist.

[0002] Bei solchen CT-Geräten hat jeder Detektorkanal hat seine eigene Empfindlichkeit. Das heißt, dass bei gleichem Röntgenquanteneinfall pro Kanal sind die elektrischen Ausgangssignale in der Regel verschieden hoch. Unter Detektorkanal ist dabei der Signalweg vom Detektorelement bis zur Digitalisierung zu verstehen.

10 [0003] Es ist Aufgabe der Kalibrierung, die Einzelempfindlichkeiten der Kanäle zu bestimmen und entsprechende Kalibrierwerte in Tabellen, den Kalibriertabellen, für spätere Messwertkorrekturen zu hinterlegen. Ohne diese Korrekturen wären Schwächungswerte nicht definiert; die Kalibrierwerte bilden nämlich zugleich die Referenzwerte der Strahlintensitäten ohne schwächendes Objekt, weshalb die Kalibriertabellen auch als Lufttabellen oder Luftkalibriertabellen bezeichnet werden. Ohne Kalibrierung wären die Tomogramme von starken Ringartefakten überzogen.

15 [0004] Solche Kalibriertabellen werden in Abhängigkeit von Parametern wie Schichtdicke B, Röhrenspannung U, Rotationszeit τ , einer schaltbaren Vorfilterung, evtl. Röhrenstrom i und Detektortemperatur ϑ benötigt.

[0005] Die Zahl der möglichen Parameter-Kombinationen von B, U, τ und evtl. i, ϑ ist sehr groß, so dass der Erzeugungs- und Speicheraufwand für entsprechende Kalibriertabellen beträchtlich wäre. Außerdem müssten bei jeder Neukalibrierung der Anlage, und eine solche kann täglich vonnöten sein, alle Kalibriertabellen durch entsprechende
 20 Messungen aktualisiert werden.

[0006] Bei CT-Geräten wird aus Zeitgründen nicht für jede einzelne Parameter-Kombination eine eigene Kalibriertabelle erstellt. Vielmehr wird so verfahren, dass z. B. für jede Schichtdicke B eine Basistabelle erstellt wird, welche täglich kalibriert wird. Dabei werden die anderen Parameter üblicherweise auf mittlere Werte gesetzt. Bei allen anderen Parameter-Kombinationen ergibt sich die eingesetzte Tabelle aus der Addition eine Basistabelle der eingestellten Schicht-
 25 dicke B und einer oder mehrerer Differenztabellen, welche die Abweichung auf die geänderten Parameter enthalten. Die Differenztabellen müssen dann nicht täglich, sondern nur einmal im Werk oder bei Hardwaretausch (z. B. Einbau einer neuen Röntgenröhre) kalibriert werden.

[0007] Beispielsweise setzt sich bei einem einzeiligen CT-Gerät die Tabelle für die Parameterkombination Schichtdicke B = 1 mm, Spannung U = 140 kV, Rotationszeit $\tau = 1$ sec zusammen aus einer Basistabelle für B = 1 mm, U = 120 kV und $\tau = 0,75$ sec und einer Spannungs-Differenztable für B = 1 mm, U = 140 kV und $\tau = 0,75$ sec sowie einer Rotationszeit-Differenztable für B = 1 mm, U = 120 kV und $\tau = 1$ sec.

[0008] Das oben angegebene Verfahren nimmt zwar immer noch einige Zeit in Anspruch, liefert aber für einzeilige CT-Geräte gute Ergebnisse.

35 [0009] Bei mehrzeiligen CT-Geräten tritt jedoch das Problem auf, dass bezüglich der äußeren, insbesondere bezüglich der beiden äußersten aktiven Zeilen von Detektorelementen, d. h. der in z-Richtung ersten und der in z-Richtung letzten aktiven Zeile, keine einwandfreie Kalibrierung möglich ist.

[0010] Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, ein Verfahren der eingangs genannten Art anzugeben, das auch bei mehrzeiligen CT-Geräten eine einwandfreie Kalibrierung ermöglicht.

[0011] Nach der Erfindung wird diese Aufgabe gelöst durch ein Verfahren mit den Merkmalen des Patentanspruchs 1.

40 [0012] Im Falle des erfindungsgemäßen Verfahrens werden also die in der Kalibriertabelle T(n,k) enthaltenen Kalibrierwerte bezüglich der äußeren aktiven Zeilen von Detektorelementen korrigiert, indem ein Referenzvektor R(k) erstellt wird, auf Basis des Referenzvektors die Fehler F(n,k) der Kalibrierwerte bezüglich der äußeren aktiven Zeilen von Detektorelementen ermittelt werden, und korrigierte Kalibrierwerte $T_{kor}(n,k)$ bezüglich der äußeren aktiven Zeilen von Detektorelementen gewonnen werden, indem die ermittelten Fehler von den entsprechenden Kalibrierwerten subtrahiert
 45 werden. Dabei kann es sich bei der Kalibriertabelle T(n,k) um eine Basistabelle $T_B(n,k)$ oder eine Differenztable $T_D(n,k)$ handeln.

[0013] Das erfindungsgemäße Verfahren ermöglicht deshalb eine verbesserte Kalibrierung mehrzeiliger CT-Geräte, weil bei einem mehrzeiligen CT-Gerät die Kalibriermessungen in den äußeren, insbesondere in den beiden äußersten aktiven Zeilen von zeitvarianten Fehlern behaftet sind, welche z. B. durch eine nicht reproduzierbare Blendenpositionierung insbesondere der detektornahen Blenden, durch Alterungsprozesse oder durch Temperatureffekte zustande kommen.
 50

[0014] Für den Fall, dass die Kalibrierung auf einer Basistabelle $T_B(k)$ und m = 2 Differenztabellen $T_{D1}(k)$ und $T_{D2}(k)$ beruht, erwartet man, dass für eine beliebige Zeile von Detektorelementen für das aus dem Messsignal M(k) gewonnene korrigierte Signal S(k) idealerweise gilt:

55
$$S(k) = M(k) - (T_B(k) + T_{D1}(k) + T_{D2}(k)), \text{ wobei}$$

S das korrigierte Signal

M das Messsignal eines Kanals

60 T_B die Basistabelle

T_{Dm} : die Differenztable m, und

k der Kanalindex

sind.

65 [0015] Da jedoch jede Messung, also auch die Erstellung der Tabellen, mit dem zeitvarianten Fehler F(t,k) (t ist die Zeit) behaftet ist, gilt tatsächlich

$$S(t,k) = M(k) + F(t,k) - (T_B(k) + F(t_3,k) + T_{D1}(k) + F(t_1,k) + T_{D2}(k) + F(t_2,k)),$$

oder in erster Näherung

$$S(k) = M(k) - (T_B(k) + T_{D1}(k) + T_{D2}(k)) - 2F(t_2, k),$$

d. h. es verbleibt in erster Näherung die Summe der Fehler der verwendeten Differenztabellen. – Dies ist deshalb so, weil zwar die Basistabelle am gleichen Tag wie die Messung selbst ($t \approx t_3$) gemessen wird – deswegen ist $F(t, k) \approx F(t_3, k)$ –, die Differenztabellen werden jedoch zusammen während der Fertigung im Werk gemessen ($t_1 \approx t_2$), weswegen $F(t_1, k) \approx F(t_2, k)$ ist.

[0016] Während die zeitvarianten Fehler für innere aktive Zeilen vernachlässigbar sind, werden die zeitvarianten Fehler der äußeren, insbesondere der äußersten aktiven Zeilen, die Bildqualitätsverluste nach sich ziehen würden, durch das erfindungsgemäße Verfahren korrigiert.

[0017] Die Erfindung wird nachfolgend anhand eines in den beigefügten schematischen Zeichnungen dargestellten Ausführungsbeispiels näher erläutert. Es zeigen:

[0018] Fig. 1 in teils perspektivischer, teils blockschaltbildartiger Darstellung ein mehrere Zeilen von Detektorelementen aufweisendes CT-Gerät,

[0019] Fig. 2 einen Längsschnitt durch das Gerät gemäß Fig. 1 in einem ersten Betriebsmodus,

[0020] Fig. 3 in zu der Fig. 2 analoger Darstellung einen weiteren Betriebsmodus des CT-Geräts gemäß den Fig. 1 und 2, und

[0021] Fig. 4 in zu der Fig. 2 analoger Darstellung ein weiteres CT-Gerät in einem Betriebsmodus mit einer gegenüber den Fig. 2 und 3 erhöhten Anzahl aktiver Zeilen von Detektorelementen.

[0022] In den Fig. 1 und 2 ist ein zur Durchführung des erfindungsgemäßen Verfahrens geeignetes CT-Gerät der 3. Generation dargestellt. Dessen insgesamt mit 1 bezeichnete Messanordnung weist eine insgesamt mit 2 bezeichnete Röntgenstrahlenquelle mit einer dieser vorgelagerten quellennahen Strahlenblende 3 (Fig. 2) und ein als flächenhaftes Array von mehreren Zeilen und Spalten von Detektorelementen – eines von diesen ist in Fig. 1 mit 4 bezeichnet – ausgebildetes Detektorsystem 5 mit einer diesem vorgelagerten detektornahen Strahlenblende 6 (Fig. 2) auf. In Fig. 1 sind der Übersichtlichkeit halber nur 4 Zeilen von Detektorelementen 4 dargestellt, das Detektorsystem 5 weist jedoch, was in der Fig. 2 punktiert angedeutet ist, weitere Zeilen von Detektorelementen 4 auf.

[0023] Die Röntgenstrahlenquelle 2 mit der Strahlenblende 3 einerseits und das Detektorsystem 5 mit der Strahlenblende 6 andererseits sind in aus der Fig. 2 ersichtlicher Weise an einem Drehrahmen 7 einander derart gegenüberliegend angebracht, dass ein im Betrieb des CT-Geräts von der Röntgenstrahlenquelle 2 ausgehendes, durch die einstellbare Strahlenblende 3 eingeblendetes, pyramidenförmiges Röntgenstrahlenbündel, dessen Randstrahlen mit 8 bezeichnet sind, auf das Detektorsystem 5 auftrifft. Dabei ist die Strahlenblende 6 dem mittels der Strahlenblende 3 eingestellten Querschnitt des Röntgenstrahlenbündels entsprechend so eingestellt, dass nur derjenige Bereich des Detektorsystems 5 freigegeben ist, der von dem Röntgenstrahlenbündel unmittelbar getroffen werden kann. Dies sind in dem in den Fig. 1 und 2 veranschaulichten Betriebsmodus vier Zeilen von Detektorelementen 4, die im Folgenden als aktive Zeilen bezeichnet werden. Die weiteren punktiert angedeuteten Zeilen sind von der Strahlenblende 6 abgedeckt und daher nicht aktiv.

[0024] Es sind also $n = 1$ bis $N = 4$, d. h. vier, mit L_1 bis L_N bezeichnete aktive Zeilen von Detektorelementen 4 vorhanden, die mit L_1 bis die im Falle des beschriebenen Ausführungsbeispiels die gleiche Breite b aufweisen, wobei n der Zeilenindex ist. Dabei sind zwei äußere aktive Zeilen, nämlich die in z -Richtung erste Zeile L_1 und die in z -Richtung letzte Zeile L_N , d. h. L_4 , vorhanden, denen zwei innere aktive Zeilen L_2 und L_{N-1} , d. h. L_3 , benachbart sind. Jede Zeile von Detektorelementen 4 weist eine Anzahl K von Detektorelementen auf wobei $k = 1$ bis K der sogenannte Kanalindex ist.

[0025] Der Drehrahmen 7 kann mittels einer nicht dargestellten Antriebseinrichtung um eine mit Z bezeichnete Systemachse in Rotation versetzt werden. Die Systemachse Z verläuft parallel zu der z -Achse eines in Fig. 1 dargestellten räumlichen rechtwinkligen Koordinatensystems.

[0026] Die Spalten des Detektorsystems 5 verlaufen ebenfalls in Richtung der z -Achse, während die Zeilen, deren Breite b in Richtung der z -Achse gemessen wird und beispielsweise 1 mm beträgt, quer zu der Systemachse Z bzw. der z -Achse verlaufen.

[0027] Um ein Untersuchungsobjekt, z. B. einen Patienten, in den Strahlengang des Röntgenstrahlenbündel bringen zu können, ist eine Lagerungsvorrichtung 9 vorgesehen, die parallel zu der Systemachse Z , also in Richtung der z -Achse verschiebbar ist, und zwar derart, dass eine Synchronisation zwischen der Rotationsbewegung des Drehrahmens 7 und der Translationsbewegung der Lagerungsvorrichtung in dem Sinne vorliegt, dass das Verhältnis von Translations- zu Rotationsgeschwindigkeit konstant ist, wobei dieses Verhältnis einstellbar ist, indem ein gewünschter Wert für den Voranschub h der Lagerungsvorrichtung pro Umdrehung Drehrahmens gewählt wird.

[0028] Es kann also ein Volumen eines auf der Lagerungsvorrichtung 9 befindlichen Untersuchungsobjekts kann also im Zuge einer Volumenabtastung untersucht werden, wobei die Volumenabtastung in Form einer Spiralabtastung in dem Sinne vorgenommen wird, dass unter gleichzeitiger Rotation der Messeinheit 1 und Translation der Lagerungsvorrichtung 9 mittels der Messeinheit pro Umlauf der Messeinheit 1 eine Vielzahl von Projektionen aus verschiedenen Projektionsrichtungen aufgenommen wird. Bei der Spiralabtastung bewegt sich der Fokus F der Röntgenstrahlenquelle relativ zu der Lagerungsvorrichtung 9 auf einer in Fig. 1 mit S bezeichneten Spiralbahn.

[0029] Die während der Spiralabtastung aus den Detektorelementen jeder aktiven Zeile des Detektorsystems 5 parallel ausgelesenen, den einzelnen Projektionen entsprechenden Messdaten werden in einer Datenaufbereitungseinheit 10 einer Digital/Analog-Wandlung unterzogen, serialisiert und an einen Bildrechner 11 übertragen.

[0030] Nach einer Vorverarbeitung der Messdaten in einer Vorverarbeitungseinheit 12 des Bildrechners 11 gelangt der resultierende Datenstrom zu einer Schnittbildrekonstruktionseinheit 13, die aus den Messdaten Schnittbilder von gewünschten Schichten des Untersuchungsobjekts nach einem an sich bekannten Verfahren (z. B. 180LI- oder 360LI-Interpolation) rekonstruiert.

[0031] Um die Lage einer Schicht, bezüglich derer ein Schnittbild rekonstruiert werden soll, in z-Richtung bestimmen zu können, kann neben Schnittbildern auch ein Röntgenshattenbild aus den Messdaten rekonstruiert werden. Dazu wird aus dem von der Datenaufbereitungseinheit 10 kommenden Datenstrom, und zwar bevor dieser zu der Schnittbildrekonstruktionseinheit 13 gelangt, mittels einer Weiche 14 der zur Rekonstruktion eines Röntgenshattenbildes einer gewünschten Projektionsrichtung erforderliche Anteil der Messdaten extrahiert und einer Röntgenshattenbildrekonstruktionseinheit 15 zugeführt, die aus den extrahierten Messdaten nach einem bekannten Verfahren, ein Röntgenshattenbild rekonstruiert.

[0032] Die von der Schnittbildrekonstruktionseinheit 13 und der Röntgenshattenbildrekonstruktionseinheit 15 während der Durchführung der Spiralabtastung rekonstruierten Schnitt- bzw. Röntgenshattenbilder werden parallel zu und synchron mit der Spiralabtastung auf einer an den Bildrechner 11 angeschlossenen Anzeigeeinheit 16, z. B. einem Videomonitor, dargestellt.

[0033] Die Röntgenstrahlenguelle 2, beispielsweise eine Röntgenröhre, wird von einer Generatoreinheit 17 mit den notwendigen Spannungen und Strömen, beispielsweise der Röhrenspannung U, versorgt. Um diese auf die jeweils notwendigen Werte einstellen zu können, ist der Generatoreinheit 17 eine Steuereinheit 18 mit Tastatur 19 zugeordnet, die die notwendigen Einstellungen gestattet.

[0034] Auch die sonstige Bedienung und Steuerung des CT-Gerätes erfolgt mittels der Steuereinheit 18 und der Tastatur 19, was dadurch veranschaulicht ist, dass die Steuereinheit 18 mit dem Bildrechner 11 verbunden ist.

[0035] Unter anderem kann die Anzahl N der aktiven Zeilen von Detektorelementen 4 und damit die Position der Strahlenblenden 3 und 6 eingestellt werden, wozu die Steuereinheit 18 mit den Strahlenblenden 3 und 6 zugeordneten Verstellmechanismen 20 und 21 verbunden ist. Weiter kann die Rotationszeit τ eingestellt werden, die der Drehrahmen 7 für eine vollständige Umdrehung benötigt, was dadurch veranschaulicht ist, dass eine dem Drehrahmen 7 zugeordnete Antriebseinheit mit der Steuereinheit 18 verbunden ist.

[0036] Es wird also deutlich, dass es möglich ist, für den Betrieb des CT-Gerätes gemäß den Fig. 1 und 2 unterschiedliche Parameter-Kombinationen von Röhrenspannung U, der Anzahl N von aktiven Zeilen von Detektorelementen und der Rotationszeit τ der Drehrahmens 7 einzustellen.

[0037] Wie bereits eingangs erläutert, existiert für jede Parameter-Kombination eine Basis-Tabelle für die jeweilige Anzahl N von aktiven Zeilen von Detektorelementen mit mittleren Werten für die Röhrenspannung U und die Rotationszeit τ sowie Differenztabellen für unterschiedliche Röhrenspannungen U und unterschiedliche Rotationszeiten τ , wobei nur die Basistabellen regelmäßig, beispielsweise täglich, gemessen werden, während die Differenztabellen nur gelegentlich, d. h. bei der Montage des CT-Gerätes im Werk bzw. nach Austausch wesentlicher Komponenten, gemessen werden.

[0038] Die Basis- und Differenztabellen sind in einem Speicher 23 der Steuereinheit 18 gespeichert, wobei es sich bei dem Speicher 23 um einen separaten Speicher innerhalb der Steuereinheit 18 handeln kann. Der Speicher 23 kann aber auch ein für die Speicherung der Kalibrierwerte vorgesehener Speicherbereich eines ohnehin in der Steuereinheit 18 enthaltenen Speichers sein.

[0039] Wenn im Falle des CT-Gerätes gemäß den Fig. 1 und 2 beispielsweise mit der Parameter-Kombination $N = 4$ entsprechend einer Schichtdicke $B = N \cdot b = 4 \cdot 1 \text{ mm}$, Röhrenspannung $U = 140 \text{ kV}$ und Rotationszeit $\tau = 1 \text{ sec}$ gearbeitet werden soll, setzt sich die Tabelle zusammen aus einer Basistabelle $T_B(N=4)(n,k)$ für $N = 4$, $U = 120 \text{ kV}$ und $\tau = 0,75 \text{ sec}$ und einer Spannungs-Differenztablette $T_{D(U,N=4)}(n,k)$ für $N = 4$, $U = 140 \text{ kV}$ und $\tau = 0,75 \text{ sec}$ sowie einer Rotationszeit-Differenztablette $T_{D(\tau,N=4)}(n,k)$ für $N = 4$, $U = 120 \text{ kV}$ und $\tau = 1 \text{ sec}$.

[0040] Nach Korrektur der Messdaten $M(n,k)$ erhält man in erster Näherung für $n = 1$ bzw. $n = N$

$$S(n,k) = M(n,k) - (T_B(N=4)(n,k) + T_{D(U,N=4)}(n,k) + T_{D(\tau,N=4)}(n,k)) - 2F(t_2,n,k),$$

und nicht

$$S(n,k) = M(n,k) - (T_B(N=4)(n,k) + T_{D(U,N=4)}(n,k) + T_{D(\tau,N=4)}(n,k))$$

wie an sich theoretisch zu erwarten wäre, d. h. es verbleibt in erster Näherung die Summe der Fehler der verwendeten Differenztabellen.

[0041] Um nach der Messung der Kalibriertabellen die in diesen enthaltenen zeitvarianten Fehler der Kalibrierwerte der äußeren aktiven Zeilen L_1 und L_4 (d. h. L_N) zu beseitigen wird in einem ersten Korrekturmodus wie nachfolgend am Beispiel einer beliebigen Differenztablette $T_D(n,k)$ erläutert vorgegangen:

[0042] Zunächst werden zur Erstellung eines Referenzvektors $R(k)$ die in der jeweiligen Differenztablette enthaltenen Kalibrierwerte der inneren aktiven Zeilen L_2 und L_3 (d. h. L_{N-1}) gemittelt:

$$R(k) = \frac{1}{(N-2)} \sum_{n=2}^{N-1} (T_D(n,k)) \quad , \quad \text{wobei}$$

n der Zeilenindex $n = 1$ bis N

k der Kanalindex

N die Anzahl der aktiven Zeilen, und

$T_D(n,k)$ die zu korrigierende Differenztablette sind.

[0043] Anschließend werden die Fehler $F(n,k)$ der Kalibrierwerte der äußeren aktiven Zeilen, d. h. L_1 und L_N , ermittelt:

$$F(n,k) = T_D(n,k) - R(k) \quad \text{für } n = 1 \text{ und } n = N$$

DE 101 12 792 A 1

[0044] Die so ermittelten Fehler $F(n,k)$ werden zwecks Glättung tiefpassgefiltert:

$$K(n,k) = TP(F(n,k))$$

[0045] Dabei wird ein Tiefpass ($TP(. . .)$) über k verwendet.

[0046] Infolge der Tiefpassfilterung verbleiben in dem Korrekturvektor $K(n,k)$ nur noch langweilige Anteile, welche z. B. durch fehlerhafte Geometrie verursacht werden.

[0047] Der Korrekturvektor $K(n,k)$ wird im letzten Schritt zur Gewinnung von Korrekturwerten $T_{Dkor}(n,k)$ für die äußeren Zeilen L_1 und L_N von den entsprechenden Kalibrierwerten der Differenztafel $T_D(n,k)$ subtrahiert:

$$T_{Dkor}(n,k) = T_D(n,k) - K(n,k) \text{ für } n = 1 \text{ und } n = N$$

[0048] Da alle hochfrequenten Anteile entsprechend dem zu dem Tiefpass ($TP(. . .)$) komplementären Hochpass = $HP(. . .)$ sowie die niederfrequente Anteil aus dem Referenzvektor erhalten bleiben, gilt umformuliert

$$T_{Dkor}(n,k) = HP(T_D(n,k)) + TP(R(k)),$$

woraus deutlich wird, dass die zeitvarianten Fehler für die äußeren aktiven Zeilen L_1 und L_N zumindest weitgehend korrigiert sind.

[0049] Für den Fall, dass wie bei der Parameterkombination des in Fig. 2 dargestellten Betriebsmodus des CT-Geräts mehr als zwei aktive Zeilen von Detektorelementen ($N > 2$) vorhanden sind, kann ein zweiter Korrekturmodus gewählt werden, in dem als Referenzvektor

$$R(k) = T_D(n+1,k) \text{ zur Ermittlung des Fehlers für } n = 1$$

und

$$R(k) = T_D(N-1,k) \text{ zur Ermittlung des Fehlers für } n = N$$

erstellt wird.

[0050] Dies bedeutet, dass verschiedene Referenzvektoren für die beiden äußeren aktiven Zeilen L_1 und L_N verwendet werden, wobei es sich bei den Referenzvektoren jeweils um die Kalibrierwerte der der jeweiligen äußeren aktive Zeile L_1 bzw. L_N benachbarten inneren aktiven Zeile L_2 bzw. L_{N-1} von Detektorelementen handelt.

[0051] In einer Variante des zweiten Korrekturmodus, die insbesondere dann von Bedeutung ist, wenn wie beispielsweise im Falle der Fig. 4 mehr als zwei innere aktive Zeilen vorhanden sind ($N > 4$), wird als Referenzvektor

$$R(k) = \frac{1}{u} \sum_{n=2}^{u+1} (T_D(n,k))$$

zur Ermittlung des Fehlers für $n = 1$

und

$$R(k) = \frac{1}{u} \sum_{n=N-u}^{N-1} (T_D(n,k))$$

zur Ermittlung des Fehlers für $n = N$

ermittelt, wobei u eine Anzahl von inneren aktiven Zeilen ist, deren Kalibrierwerte gemittelt werden. Vorzugsweise wird $u \leq N/2$ gesetzt.

[0052] Ein dritter Korrekturmodus sieht ebenfalls für den Fall, dass wie bei der Parameterkombination des in Fig. 2 dargestellten Betriebsmodus des CT-Geräts mehr als zwei aktive Zeilen von Detektorelementen vorhanden sind ($N > 2$), vor, dass als Referenzvektor

$$R(k) = \frac{1}{2} (T_D(n+1,k) + T_D(N-1,k))$$

erstellt wird.

[0053] Dies bedeutet, dass wie bei dem zuerst beschriebenen Korrekturmodus ein gemeinsamer Referenzvektor für die beiden äußeren aktiven Zeilen L_1 und L_N verwendet wird, und zwar der Mittelwert der Kalibrierwerte der den äußeren aktiven Zeilen jeweils benachbarten inneren aktiven Zeilen L_2 und L_{N-1} von Detektorelementen.

[0054] In einer Variante des dritten Korrekturmodus, die insbesondere dann von Bedeutung ist, wenn wie beispielsweise im Falle der Fig. 4 mehr als zwei innere aktive Zeilen vorhanden sind ($N > 4$), wird als Referenzvektor

$$R(k) = \frac{1}{2} \left(\frac{1}{u} \sum_{n=2}^{u+1} (T_D(n,k)) + \frac{1}{u} \sum_{n=N-u}^{N-1} (T_D(n,k)) \right)$$

ermittelt, wobei u eine Anzahl von inneren aktiven Zeilen ist, deren Kalibrierwerte gemittelt werden. Vorzugsweise wird auch hier $u \leq N/2$ gesetzt.

[0055] Die Parameter-Kombination für den Betriebsmodus des CT-Gerät gemäß Fig. 3 unterscheidet sich von der zuvor beschriebenen dadurch, dass durch die Strahlenblende 6 nur zwei Zeilen L_1 und L_2 von Detektorelementen des Detektorsystems 5 freigegeben sind, was einer Anzahl $N = 2$ von aktiven Zeilen entspricht, so dass die entsprechende Basistabelle $B_{N=2}(n,k)$ für $N = 2$, und eine Spannungs-Differenztable $D_{U,N=2}(n,k)$ für $N = 2$, sowie eine Rotationszeit-Differenztable $D_{T,N=2}(n,k)$ für $N = 2$ zu verwenden sind. In diesem Falle wird als Referenzvektor der jeweiligen Differenztable

$$R(k) = \frac{1}{2} (D(1,k) + D(2,k))$$

10 erstellt wird, d. h. bei dem für die beiden äußeren aktiven Zeilen L_1 und L_2 gemeinsam verwendeten Referenzvektor handelt es sich um den Mittelwert der Kalibrierwerte der beiden äußeren aktiven Zeilen L_1 und L_2 selbst.

[0056] Wenn CT-Geräte mit Parameter-Kombinationen mit einer hohen Anzahl, beispielsweise $N > 4$, von aktiven Zeilen von Detektorelementen betrieben werden, kann es zweckmäßig sein, die Korrektur der Kalibrierwerte nicht wie im Falle der vorstehend beschriebenen Ausführungsbeispiele auf die beiden äußersten aktiven Zeilen von Detektorelementen zu beschränken, sondern die Kalibrierwerte von in z-Richtung beiderseits mehreren, nämlich einer Anzahl von jeweils q , äußeren aktiven Zeilen von Detektorelementen zu korrigieren.

[0057] Dies wird nachfolgend für $q = 2$ am Beispiel der Fig. 4 erläutert, die ein CT-Gerät in einem Betriebsmodus mit $N = 8$ aktiven Zeilen von Detektorelementen zeigt.

20 [0058] In einem bevorzugten Korrekturmodus werden die Kalibrierwerte der jeweils beiden äußeren aktiven Zeilen von Detektorelementen, d. h. der Zeilen L_1 , L_2 sowie L_7 , L_8 , d. h. L_{N-1} und L_N , korrigiert, wobei der Referenzvektor auf Grundlage der Kalibrierwerte der inneren aktiven Zeilen, d. h. der Zeilen L_3 bis L_6 erstellt wird:

$$25 \quad R(k) = \frac{1}{(N - 2q)} \sum_{n=q+1}^{N-q} (T_D(n,k)) .$$

[0059] Die Fehler werden für die äußeren aktiven Zeilen wie im Falle der zuvor beschriebenen Ausführungsbeispiele durch Subtraktion des Referenzvektors von den Korrekturwerten ermittelt:

30 $F(n,k) = T_D(n,k) - R(k)$ für $n = 1, n = 2, n = N - 1$ und $n = N$

[0060] Zur Gewinnung des Korrekturvektors und der korrigierten Kalibrierwerte wird wie im Falle der zuvor beschriebenen Ausführungsbeispiele vorgegangen.

35 [0061] In einer Variante des bevorzugten Kalibriermodus des CT-Geräts gemäß Fig. 4 wird so vorgegangen, dass eine Gewichtung des Referenzvektors erfolgt, wobei die Gewichtung im Falle der beiden äußersten aktiven Zeilen L_1 und L_N vorzugsweise gleich $G_1 = 1$ ist und die Gewichtung im Falle der beiden anderen zu korrigierenden aktiven Zeilen L_2 und L_{N-1} schwächer als im Falle der beiden äußersten aktiven Zeilen ist und beispielsweise gleich $G_2 = 1/2$ ist:

40 $F(1,k) = TD(1,k) - G_1 \cdot R(k)$ für $n = 1$,

$F(2,k) = TD(2,k) - G_2 \cdot R(k)$ für $n = 2$,

$F(N - 1,k) = TD(N - 1,k) - G_2 \cdot R(k)$ für $n = N - 1$, und

45 $F(N,k) = T_D(N,k) - G_1 \cdot R(k)$ für $n = N$.

[0062] Es versteht sich, dass auch mehr als je zwei Zeilen beiderseits des Detektorsystems in die Korrektur einbezogen werden können.

50 [0063] Auch im Falle des CT-Gerätes gemäß Fig. 4 können die im Zusammenhang mit den Fig. 1 und 2 beschriebenen weiteren Korrekturmodi in analoger Weise zur Anwendung kommen.

[0064] Übrigens erfolgt auch bei der Aufnahme der Basistabelle(n) eine Korrektur der Kalibrierwerte von äußeren aktiven Zeilen von Detektorelementen in einem der vorstehend beschriebenen Korrekturmodi, wobei anstelle einer Differenztable $T_D(n,k)$ die jeweilige Basistabelle $T_B(n,k)$ einzusetzen ist.

55 [0065] Die für die Korrektur der Kalibrierwerte erforderlichen Verfahrensschritte können statt von der Steuereinheit 18 auch von dem Bildrechner 11 ausgeführt werden. Außerdem besteht im Rahmen der Erfindung auch die Möglichkeit, die Kalibrierwerte aus dem CT-Gerät auf einen externen Rechner zu exportieren, dort zu korrigieren und schließlich wieder in das CT-Gerät zu importieren.

60 [0066] Der Aufbau des Bildrechners 11 ist vorstehend in einer Weise beschrieben, als seien die Vorverarbeitungseinheit 12, die Schnittbildrekonstruktionseinheit 13, die Weiche 14 und die Röntgenschattebildrekonstruktionseinheit 15 Hardwarekomponenten. Dies kann in der Tat so sein, in der Regel sind aber die genannten Komponenten durch Softwaremodule realisiert, die auf einem mit den erforderlichen Schnittstellen versehenen Universalrechner laufen, der abweichend von der Fig. 1 auch die Funktion der Steuereinheit 18 übernehmen kann.

[0067] Im Falle der beschriebenen Ausführungsbeispiele wird die Relativbewegung zwischen der Messeinheit 1 und Lagerungsvorrichtung 9 jeweils dadurch erzeugt, dass die Lagerungsvorrichtung 9 verschoben wird. Es besteht im Rahmen der Erfindung jedoch auch die Möglichkeit, die Lagerungsvorrichtung 9 ortsfest zu lassen und statt dessen die Messeinheit 1 zu verschieben. Außerdem besteht im Rahmen der Erfindung die Möglichkeit, die notwendige Relativbewegung durch Verschiebung sowohl der Messeinheit 1 als auch der Lagerungsvorrichtung 9 zu erzeugen.

[0068] Im Zusammenhang mit den vorstehend beschriebenen Ausführungsbeispielen finden CT-Geräte der dritten Ge-

neration Verwendung, d. h. die Röntgenstrahlenquelle und das Detektorsystem werden während der Bilderzeugung gemeinsam um die Systemachse verlagert. Die Erfindung kann aber auch im Zusammenhang mit CT-Geräten der vierten Generation, bei denen nur die Röntgenstrahlenquelle um die Systemachse verlagert wird und mit einem feststehenden Detektorring zusammenwirkt, Verwendung finden, sofern es sich bei dem Detektorsystem um ein mehrzeiliges Array von Detektorelementen handelt.

[0069] Auch bei CT-Geräten der fünften Generation, d. h. CT-Geräten, bei denen die Röntgenstrahlung nicht nur von einem Fokus, sondern von mehreren Foklen einer oder mehrerer um die Systemachse verlagerter Röntgenstrahlenquellen ausgeht, kann das erfindungsgemäße Verfahren Verwendung finden, sofern das Detektorsystem ein mehrzeiliges Array von Detektorelementen aufweist.

[0070] Die im Zusammenhang mit den vorstehend beschriebenen Ausführungsbeispielen verwendeten CT-Geräte weisen ein Detektorsystem mit nach Art einer orthogonalen Matrix angeordneten Detektorelementen auf. Die Erfindung kann aber auch im Zusammenhang mit CT-Geräten Verwendung finden, deren Detektorsystem in einer anderen Weise flächenhaftes Array angeordnete Detektorelemente aufweist.

[0071] Die vorstehend beschriebenen Ausführungsbeispiele betreffen die medizinische Anwendung des erfindungsgemäßen Verfahrens. Die Erfindung kann jedoch auch außerhalb der Medizin, beispielsweise bei der Gepäckprüfung oder bei der Materialuntersuchung, Anwendung finden.

Patentansprüche

1. Verfahren zur Korrektur einer Kalibrierwerte enthaltenden Kalibriertabelle $T(n,k)$ eines CT-Geräts mit einem eine Anzahl von $N \geq 2$ in z-Richtung aufeinanderfolgenden Zeilen von Detektorelementen aufweisenden Detektorsystem, welches beiderseits in z-Richtung jeweils äußere aktive Zeilen von Detektorelementen aufweist, wobei zur Korrektur der Kalibrierwerte der äußeren aktiven Zeilen von Detektorelementen folgende Verfahrensschritte ausgeführt werden:

– es wird ein Referenzvektor $R(k)$ erstellt,

– es wird der Fehler

$$F(n,k) = T(n,k) - R(k)$$

für die äußeren aktiven Zeilen ermittelt, und

– zur Ermittlung korrigierter Kalibrierwerte $T_{kor}(n,k)$ für die äußeren aktiven Zeilen wird der Fehler $F(n,k)$ für die äußeren aktiven Zeilen von den entsprechenden Kalibrierwerten der Kalibriertabelle $T(n,k)$ subtrahiert.

2. Verfahren nach Anspruch 1, bei dem der Fehler $F(n,k)$ für die äußeren aktiven Zeilen vor der Subtraktion von den entsprechenden Kalibrierwerten der Kalibriertabelle $T(n,k)$ einer Tiefpassfilterung unterzogen wird.

3. Verfahren nach Anspruch 1 oder 2 für ein CT-Gerät dessen Detektorsystem mehr als 2 aktive Zeilen von Detektorelementen aufweist, wobei als Referenzvektor

$$R(k) = \frac{1}{(N-2)} \sum_{n=2}^{N-1} T(n,k)$$

zur Ermittlung des Fehlers der in z-Richtung jeweils äußersten aktiven Zeilen ($n=1$ und $n=N$) erstellt wird.

4. Verfahren nach Anspruch 1 oder 2 für ein CT-Gerät dessen Detektorsystem mehr als 2 aktive Zeilen von Detektorelementen aufweist, wobei als Referenzvektor

$$R(k) = T(n+1,k)$$

zur Ermittlung des Fehlers für die in z-Richtung einerseits äußerste aktive Zeile ($n=1$) und

$$R(k) = T(N-1,k)$$

zur Ermittlung des Fehlers für die in z-Richtung andererseits äußerste aktive Zeile ($n=N$) erstellt wird.

5. Verfahren nach Anspruch 1 oder 2 für ein CT-Gerät dessen Detektorsystem mehr als 2 aktive Zeilen von Detektorelementen aufweist, wobei als Referenzvektor

$$R(k) = \frac{1}{u+1} \sum_{n=2}^{u+1} T(n,k)$$

zur Ermittlung des Fehlers für die in z-Richtung einerseits äußerste aktive Zeile ($n=1$) und

$$R(k) = \frac{1}{u} \sum_{n=N-u}^{N-1} T(n,k)$$

zur Ermittlung des Fehlers für die in z-Richtung andererseits äußerste aktive Zeile ($n=N$) erstellt wird.

6. Verfahren nach Anspruch 1 oder 2 für ein CT-Gerät dessen Detektorsystem mehr als 2 aktive Zeilen von Detektorelementen aufweist, wobei als Referenzvektor

$$R(k) = \frac{1}{2} (T(n+1,k) + T(N-1,k))$$

zur Ermittlung des Fehlers der in z-Richtung jeweils äußersten aktiven Zeilen ($n=1$ und $n=N$) erstellt wird.

7. Verfahren nach Anspruch 1 oder 2 für ein CT-Gerät dessen Detektorsystem mehr als 2 aktive Zeilen von Detektorelementen aufweist, wobei als Referenzvektor

$$R(k) = \frac{1}{2} \left(\frac{1}{(N-2)} \sum_{n=2}^{u+1} (T(n, k)) + \frac{1}{(N-2)} \sum_{n=N-u}^{N-1} (T(n, k)) \right)$$

5

zur Ermittlung des Fehlers der in z-Richtung jeweils äußersten aktiven Zeilen ($n = 1$ und $n = N$) erstellt wird.
8. Verfahren nach Anspruch 1 oder 2 für ein CT-Gerät dessen Detektorsystem 2 aktive Zeilen von Detektorelementen aufweist, wobei als Referenzvektor

10

$$R(k) = \frac{1}{2} (T(1, k) + T(2, k))$$

zur Ermittlung des Fehlers der in z-Richtung jeweils äußersten aktiven Zeilen ($n = 1$ und $n = N$) erstellt wird.
9. Verfahren nach einem der Ansprüche, bei dem Kalibrierwerte in z-Richtung beiderseits jeweils für eine für Anzahl q von äußeren Zeilen korrigiert werden, die größer als eins ist ($q \geq 1$).
10. Verfahren nach Anspruch 9, bei dem als Referenzvektor

15

$$R(k) = \frac{1}{(N-2q)} \sum_{n=1+q}^{N-q} (T(n, k))$$

20

zur Ermittlung des Fehlers der in z-Richtung jeweils äußeren aktiven Zeilen ($n = 1$ bis $n = q$ sowie, $n = N - q + 1$ bis $n = N$) erstellt wird.

25

11. Verfahren nach Anspruch 9 oder 10, bei dem der Referenzvektor zur Ermittlung des Fehlers der in z-Richtung jeweils äußeren aktiven Zeilen ($n = 1$ bis $n = q$ sowie, $n = N - q + 1$ bis $n = N$) jeweils gleich gewichtet wird.
12. Verfahren nach Anspruch 9 oder 10, bei dem der Referenzvektor zur Ermittlung des Fehlers der in z-Richtung jeweils äußeren aktiven Zeilen ($n = 1$ bis $n = q$ sowie, $n = N - q + 1$ bis $n = N$) unterschiedlich gewichtet wird.
13. Verfahren nach Anspruch 12, bei dem der Referenzvektor zur Ermittlung des Fehlers der in z-Richtung jeweils äußeren aktiven Zeilen ($n = 1$ bis $n = q$ sowie, $n = N - q + 1$ bis $n = N$) von innen nach außen zunehmend stärker gewichtet wird.

30

Hierzu 3 Seite(n) Zeichnungen

35

40

45

50

55

60

65

- Leerseite -





